

Universidade de Brasília – UnB
Campus Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE PLATAFORMA DE
MOVIMENTAÇÃO DE FANTOMA DINÂMICO DE TÓRAX PARA
TESTES DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA**

VANESSA OLIVEIRA NÓBREGA

Orientador: Dr. DR. CRISTIANO JACQUES MIOSSO
Coorientador: Dr. DR. LEANDRO XAVIER CARDOSO



UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA – FACULDADE GAMA

ENGENHARIA ELETRÔNICA

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE PLATAFORMA DE
MOVIMENTAÇÃO DE FANTOMA DINÂMICO DE TÓRAX PARA TESTES
DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA**

VANESSA OLIVEIRA NÓBREGA

ORIENTADOR: DR. CRISTIANO JACQUES MIOSSO

CO-ORIENTADOR: DR. LEANDRO XAVIER CARDOSO

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO
ENGENHARIA ELETRÔNICA**

BRASÍLIA/DF, DEZEMBRO DE 2019

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA – FACULDADE GAMA
ENGENHARIA ELETRÔNICA

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE PLATAFORMA DE
MOVIMENTAÇÃO DE FANTOMA DINÂMICO DE TÓRAX PARA TESTES
DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA**

VANESSA OLIVEIRA NÓBREGA

**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO SUBMETIDO À FACULDADE UNB GAMA DA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A
OBTENÇÃO DO GRAU DE BACHAREL EM ENGENHARIA ELETRÔNICA**

APROVADA POR:

Dr. Cristiano Jacques Miosso
(Orientador)

Dr. Leandro Xavier Cardoso, Doutor

Ma. Isabela Gondim Nunes Martins de Araujo

FICHA CATALOGRÁFICA

NÓBREGA, VANESSA OLIVEIRA

Desenvolvimento e Avaliação de Plataforma de Movimentação de Fantoma Dinâmico de Tórax para Testes de Qualidade em Radioterapia,
[Distrito Federal], 2019.

31p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Bacharelado em Engenharia Eletrônica, 2018).

Trabalho de Conclusão de Curso, Faculdade UnB Gama, Engenharia Eletrônica

- | | |
|-----------------------------|--------------------------|
| 1. Radioterapia | 2. Engenharia Biomédica |
| 3. Instrumentação Biomédica | 4. Controle de Qualidade |
| I. FGA UnB/UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA

NÓBREGA, VANESSA OLIVEIRA (2019). Desenvolvimento e Avaliação de Plataforma de Movimentação de Fantoma Dinâmico de Tórax para Testes de Qualidade em Radioterapia. Trabalho de Conclusão de Curso, Engenharia Eletrônica, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 31p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Vanessa Oliveira Nóbrega

TÍTULO: Desenvolvimento e Avaliação de Plataforma de Movimentação de Fantoma Dinâmico de Tórax para Testes de Qualidade em Radioterapia

GRAU: Bacharel em Engenharia Eletrônica

ANO: 2019

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta monografia de conclusão de curso e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta monografia pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

RESUMO

A partir dos dados sobre a letalidade do câncer de pulmão, seu aumento ao longo dos anos e por ser considerado um dos tipos com maior incidência de diagnóstico, há um esforço conjunto para os avanços das técnicas radioterápicas e dos equipamentos que as auxiliam. Devido as peculiaridades do tumor localizado em um órgão que se movimenta, é preciso adaptar as terapias e formas de obtenção de imagem a essa circunstância. O sistema radioterápico que vem avançando como o principal dispositivo para esse tipo de tratamento é o acelerador linear, sendo ele totalmente eletrônico e com muitos recursos para o sucesso da terapia. Para avaliar se esse sistema está operando como o desejado, são necessários regulares testes de qualidade que fazem uso de simuladores muitas vezes não acessíveis. Esse projeto objetiva o desenvolvimento de uma plataforma de movimentação e seu *software* que envia os sinais e comandos selecionados pelo operador, como parte de um fantoma dinâmico de tórax para realização de testes de qualidade em radioterapia. O fantoma com materiais físico-equivalentes ao tórax humano poderá ser acoplado a plataforma e foi desenvolvido em parceria com a física médica Isabela Gondim Nunes Martins de Araujo, que atualmente participa do programa de pós-graduação em Engenharia Biomedica na Faculdade UnB Gama. Foi investigado a forma mais precisa de replicação do movimento enviado pelo sinal respiratório real do paciente ou sinal predefinido. Para elaboração da plataforma foi utilizado um motor de passo, em que replicou-se a movimentação crânio-caudal através da elaboração de um algoritmo de controle em *python* em que o usuário ao selecionar a onda através de uma interface gráfica envia a informação a plataforma que reproduz o movimento. Feito isso foram enviadas senoides de amplitude e frequência pré definidas a plataforma e sua movimentação avaliada através de um sensor de distância. Comparando-se a onda enviada e a realizada pela plataforma foi demonstrado que o protótipo de fantoma dinâmico de tórax humano é capaz de realizar a simulação demandada para realização de testes de qualidade.

ABSTRACT

From the data on the lethality of lung cancer, its increase over the years and being considered one of the types with higher incidence of diagnosis, there is a joint effort to advance the radiotherapy techniques and the equipment that help them. Due to the peculiarities of the tumor located in a moving organ, it is necessary to adapt the therapies and imaging methods to this circumstance. The radiotherapy system that has been advancing as the main device for this type of treatment is the linear accelerator, being fully electronic and with many resources for the success of therapy. To assess whether this system is operating as intended, regular quality testing using often inaccessible simulators is required. This project aims to develop a movement platform and its software that sends the signals and commands selected by the operator as part of a dynamic chest phantom for radiotherapy quality testing. The phantom with materials equivalent to the human thorax can be coupled to the platform and was developed in partnership with medical physics Isabela Gondim Nunes, who currently participates in the postgraduate program in Biomedical Engineering at UnB Gama College. The most accurate form of motion replication sent by the patient's actual respiratory signal or predefined signal was investigated.

SUMÁRIO

1	Introdução	1
1.1	Contextualização	1
1.2	Dificuldades na Monitorização de Órgãos com Movimentação na Radioterapia	2
2	Objetivos	4
2.1	Objetivo Geral	4
2.2	Objetivos Específicos	4
3	Referencial Teórico	5
3.1	Radioterapia Estereotáxica Extracraniana	5
3.2	Técnicas de Controle Respiratório	7
3.3	Acelerador Linear	9
3.4	Controle de Qualidade	10
3.5	Trabalhos Anteriores com Fantomas Dinâmicos de Tórax	11
4	Materiais e Métodos	13
4.1	Fantoma de Respiração à Base de Materiais Físico-Equivalentes	13
4.2	Desenvolvimento de um Sistema de Controle de um Motor para Movimentação do Fantoma de Respiração	14
4.2.1	<i>Hardware</i> de Controle do Motor	16

4.2.2	<i>Software</i> de Controle do Motor	19
4.3	Experimentos de Avaliação do Sistema	23
5	Resultados e Discussões	25
6	Conclusão	28

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

3.1	Margens de volume alvo de planejamento GTV, CTV, ITV e PTV. Adaptado de: [1].	6
3.2	Ilustração de digitalização e reconstrução de imagem. Adaptado de: [2] .	7
3.3	Sistema de Radioterapia <i>True Beam TM</i> da marca Varian System. Fonte: [3].	10
4.1	Fantoma de tórax feito pela Física Médica Isabel Gondim com resina epóxi cristal e isopor. Dimensões da resina epóxi em centímetros: 20x14x11. . .	14
4.2	Fantoma de Tórax Dinâmico comercial Modelo 008A da Marca CIRS Fonte: [4].	15
4.3	Módulo de controle do motor (<i>driver</i>) EasyDriver V4.4.	17
4.4	Placa de desenvolvimento Arduino Uno.	18
4.5	Protótipo projetado.	19
4.6	Protótipo construído.	19
4.7	Interface criada no trabalho [5] que replica os dados do paciente através do fantoma utilizado. Fonte: [5]	22
4.8	Janela gráfica projetada em Python para comunicação do operador com a plataforma.	23
4.9	Sistema usado para adquirir dados de movimentação da plataforma. . . .	24
5.1	Sinal enviado	25
5.2	Resultado obtido na aquisição 1.	26
5.3	Resultado obtido na aquisição 2.	26

5.4	Resultado obtido na aquisição 3.	27
-----	--	----

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

<i>INCA</i>	–	<i>Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva</i>
<i>IARC</i>	–	<i>International Agency for Research on Cancer</i>
<i>AAPM</i>	–	<i>American Association of Physics in Medicine</i>
<i>SBRT</i>	–	<i>Stereotactic Body Radioation Therapy</i>
<i>IMRT</i>	–	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i>
<i>CTV</i>	–	<i>Clinical Target Volume</i>
<i>GTV</i>	–	<i>Gross Tumor Volume</i>
<i>PTV</i>	–	<i>Planning Target Volume</i>
<i>ICRU</i>	–	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
<i>CT</i>	–	<i>Tomografia Computadorizada</i>
<i>4DCT</i>	–	<i>Tomografia Computadorizada 4D</i>
<i>ABC</i>	–	<i>Active Breathing Control</i>
<i>VBH</i>	–	<i>Voluntary Breath Hold</i>
<i>DIBH</i>	–	<i>Deep-Inspiration Breath Hold</i>
<i>LINAC</i>	–	<i>Acelerador Linear de Partículas</i>
<i>RPM</i>	–	<i>Real-Time Position</i>
<i>CBCT</i>	–	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
<i>CQ</i>	–	<i>Controle de Qualidade</i>
<i>IMRT</i>	–	<i>Radioterapia de Intensidade Modulada</i>
<i>RPM</i>	–	<i>Real-Time Position</i>
<i>SO</i>	–	<i>Sistema Operacional</i>

1 INTRODUÇÃO

Essa seção apresenta a necessidade de se pesquisar técnicas para aprimorar tratamentos de cânceros e como a tecnologia avança juntamente com esses métodos para auxiliar no êxito dessas terapias.

1.1 Contextualização

O câncer de pulmão tem apresentado um aumento de 2% por ano de ocorrência mundial. Segundo o Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), em 2018 estima-se no Brasil 31.270 novos casos [1]. Para a Agência Internacional de Pesquisa do Câncer (*International Agency for Research on Cancer - IARC*), trata-se de uma doença com alta incidência de diagnósticos no Mundo (1,35 milhões de casos), além de apresentar o maior número de mortes sem que haja distinção de sexo, sendo 1,18 milhões de casos dentre esses com maior estatística apresentada em pessoas do sexo masculino [6]. Apresenta-se no cenário mundial como o principal câncer uma vez que a sua letalidade, razão de mortalidade por incidência, tem sido o mais comum desde 1985 tendo manifestado um aumento de 51% de casos estimados dessa data até 2002. Muito se deve ao envelhecimento e aumento da perspectiva de vida da população, ao tabagismo e na dificuldade de diagnosticá-lo em sua fase inicial. O tumor em sua fase incipiente é passível de cirurgia, sendo o mais indicado nesse estágio, porém isso é somente 20% a 25% dos casos a nível mundial em que uma parte dos pacientes não tem os requisitos para realizar a ressecção cirúrgica. Visto isso, a radioterapia é o tratamento mais indicado para pacientes inoperáveis [7].

O tratamento que está tendo sucesso ao longo dos anos para o tratamento de câncer de pulmão é a Radioterapia Estereotáxica Corpórea (*Stereotactic Body Radiation Therapy - SBRT*). Ela diferencia-se da radioterapia comum por administrar doses consideradas ablativas em menos seções e por esse motivo faz-se uso de procedimentos que demandam alta precisão da localização do tumor [7]. Como o pulmão é um órgão com movimentação natural, sua dinâmica dificulta a previsão do posicionamento do tumor para emissão do

feixe tanto durante a terapia como para aquisição de imagem. Sendo assim, são utilizadas margens de toxicidade para diminuir o impacto dessa imprecisão. Como o paciente possui comprometimento em seu sistema respiratório, as técnicas de compressão abdominal são prejudicadas, impossibilitando a sua realização e causando desconforto ao paciente. A forma mais complacente ao paciente de gerenciamento respiratório é o tratamento com base na seleção da fase do ciclo respiratório, em que a pessoa submetida à terapia pode respirar normalmente e é selecionado o momento em que se ativa o feixe de radiação ao analisar seu sinal respiratório. O momento de maior constância é escolhido [8].

Aliado a esses avanços técnicos os equipamentos e procedimentos avançaram em consonância, sendo o Acelerador Linear um importante equipamento para a realização da SBRT em tratamentos de câncer de pulmão. Esse equipamento é executado em um sistema de radioterapia de alta precisão, com todos os recursos voltados para melhor posicionamento, maior assertividade e eficácia e baixa toxicidade ao paciente. Ele não necessita de fonte de radiação, sendo seu feixe produzido eletronicamente. Ele consegue variar sua energia para tratar tumores superficiais ou alcançar tumores mais profundos [9]. É possível também sincronizar o momento de ativação do feixe com o ciclo respiratório do paciente, através de sistemas de monitoramento já desenvolvidos comercialmente.

Por ser um equipamento utilizado em tratamentos que demandam um absoluto controle de dosagem, localização e totalmente eletrônico, é necessária a realização de testes de qualidade para verificação e controle de seus parâmetros.

Esses testes são vistos em uma série de normas internacionais, sem poder de lei, que são de responsabilidade de toda a equipe que faz uso desse equipamento. Para tal, um dos procedimentos é o uso de um fantoma dinâmico de tórax. Um fantoma é uma forma de mimetizar a estrutura do corpo, ele utiliza materiais com densidades parecidas com tecidos biológicos, sendo eles físico-equivalentes à parte do corpo que está simulando [10]. O fantoma de tórax dinâmico combina a estrutura com materiais físico-equivalentes para realização de uma análise dosimétrica do equipamento com a simulação da movimentação do tórax durante o ciclo respiratório para análise do sincronismo do feixe do dispositivo com o momento selecionado do sinal de respiração do paciente [11].

1.2 Dificuldades na Monitorização de Órgãos com Movimentação na Radioterapia

O corpo humano está sempre em movimento, sejam voluntários ou involuntários. Com essa dinâmica há mobilidade dos tecidos de seus órgãos ou como no caso de pessoas com

carcinomas, de seus tumores. Essa dinâmica pode ser como a senoide típica da respiração e ser previsível, irregular como os movimentos peristálticos ou de forma permanente como a retração de um tumor [12].

Em um paciente com carcinoma, esse deslocamento cria uma série de consequências nos tratamentos de radioterapia como a causa de artefatos durante a aquisição de imagens, resultando em um erro no planejamento dos tratamentos e o aumento do volume alvo para cobrir essa incerteza. Esse fato e a movimentação durante a terapia causam exposição de tecidos saudáveis ao feixe radiação [11].

A Radioterapia de Intensidade Modulada (*Intensity Modulated Radiation Therapy - IMRT*) é uma das técnicas de radioterapia que também tem-se uma distribuição de dose bem enxuta e com alto gradiente devido a sua precisão, porém com doses menores que a SBRT. Quando utilizada esse tipo de técnica, caso ocorra erro do volume alvo, pode acontecer de se ter uma toxicidade maior em órgãos saudáveis e até mesmo não se atingir o tumor [11].

O deslocamento externo do tórax durante a respiração é de forma sinusoidal e apesar desse padrão cada paciente apresenta uma distinção em seu sinal respiratório, o que dificulta prever essa movimentação. Visto isso, quando existe a mobilidade dos tecidos a serem tratados há interferência no sucesso das terapias sendo de grande significância os estudos e soluções para minimizar esse impacto. Esse trabalho busca compreender as técnicas de radioterapia para tratamento de tumores localizados no pulmão e contribuir para o desenvolvimento de um equipamento que auxilie na rotina de testes de qualidade dos Aceleradores Lineares e seus sistemas auxiliares.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Elaboração de uma plataforma para fantoma dinâmico de tórax humano para testes de qualidade em radioterapia atendendo aos requisitos estipulados por normas do Relatório TG-76 elaborado pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM).

2.2 Objetivos Específicos

- Compreender as demandas das equipes de física médica no planejamento e realização de procedimentos de radioterapia em pacientes com cancro de pulmão.
- Compreender a realização e necessidades de um fantoma para teste de qualidade em Acelerador Linear.
- Produção de um *software* para controle de uma plataforma que reproduz o ciclo respiratório de pacientes ou ondas senoidais programáveis.
- Produção de uma plataforma que reproduza a movimentação enviada pelo operador do *software* com confiabilidade.
- Validação do dispositivo criado.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

Esse capítulo apresenta os conceitos fundamentais para entender o funcionamento da técnica de radioterapia SBRT, bem como é identificado o volume alvo necessário para cada campo de radiação. Como o estudo é voltado ao tratamento do câncer de pulmão, é apresentado como é contornada a incerteza provocada pelo movimento do tórax na respiração, técnicas de controle respiratório e sistemas projetados para o equipamento acompanhar essa dinâmica.

3.1 Radioterapia Estereotóxica Extracraniana

Na radioterapia convencional o tumor é irradiado juntamente com uma margem de tolerância para compensar o movimento do órgão em que está localizado e também para imprecisões do planejamento, isto é, uma região de segurança [7]. É realizada com doses de 1,8-2,0 Gy/dia e no total pode ter mais de seis semanas de tratamento. No entanto essa técnica por ser imprecisa e ter efeitos adversos, não apresenta um índice de sucesso superior à cirurgia, com taxas de recidivas podendo chegar a 70%. Para o tratamento do câncer de pulmão, o volume alvo na radioterapia é maior devido ao movimento natural do órgão, essa compensação afeta assim não só a região que se almeja o tratamento como também grande parte de tecido sadio [7]. Como solução a esse desafio de prejudicar, mesmo que minimamente, os tecidos ao redor do tumor e diminuir a toxicidade do tratamento, tem-se a radioterapia estereotóxica, também denominada radioterapia estereotóxica extracraniana ou corpórea (SBRT), popularmente conhecida como radiocirurgia. Inicialmente essa técnica era empregada para tratamento de carcinomas no sistema nervoso central, sendo denominada radioterapia estereotóxica craniana, e nos últimos anos vem tendo êxito [7].

A técnica de Radioterapia Estereotóxica Extracraniana combina a localização precisa da lesão (esterotáxia) com o hipofracionamento de alta dose, ou seja, o procedimento que atua de forma mais assertiva utilizando imagens em consonância com a combinação de técnicas de localização para realizar a irradiação do tumor com uma dose mais alta e em menos aplicações (geralmente de 1 a 5 frações) [7].

Ao longo dos anos muitas tecnologias e novas técnicas vêm sendo aplicadas e implementadas para melhorar esse tipo de tratamento, principalmente em órgãos que possuem movimentação natural, como são os casos do pulmão e do pâncreas. Devido à imprecisão da localização do tumor no pulmão, uma grande área precisa ser irradiada para compensar a amplitude deste deslocamento, tendo como contribuição para essa inexatidão a mudança da disposição inicial do próprio paciente, o movimento cardíaco e o digestivo [8].

Visto isso, deseja-se reduzir o impacto dessa imprecisão que pode ocasionar no surgimento de artefatos de imagem que aumentam a margem de volume alvo de planejamento GTV ou CTV. O aumento desse volume implica no aumento da dose administrada. Como definição temos que GTV (*Gross Tumor Volume*) é o volume tumoral bruto, CTV (*Clinical Target Volume*) é o volume alvo clínico, ITV (*Internal Target Volume*) é o volume alvo interno e o PTV (*Planning Target Volume*) é o volume alvo planejado [1].

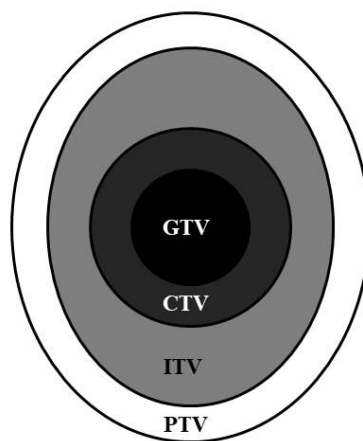


Figura 3.1. Margens de volume alvo de planejamento GTV, CTV, ITV e PTV. Adaptado de: [1].

Segundo o ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*), o GTV é o tumor visto em uma Tomografia Computadorizada (TC) ou em outro exame. O GTV mais uma margem para compensar o pequeno tamanho visto do tumor, de escala microscópica, é o CTV. Considerando-se o movimento interno e o CTV, acrescenta-se uma margem chamada CTV. O PTV é uma margem que considera o posicionamento e a movimentação do paciente e é acrescentada ao ITV [1].

3.2 Técnicas de Controle Respiratório

Uma importante etapa do planejamento radioterápico é a aquisição de imagens da disposição interna dos órgãos dos pacientes e avaliação da distribuição da dose. Isso é feito através da Tomografia Computadorizada para obtenção de imagens 3D do tumor e da distribuição espacial dos órgãos. Atualmente, têm-se a tecnologia 4DCT que é uma tomografia 3D com diversas fases ao longo do tempo. Além de adquirir imagens mais precisas do tumor, durante a terapia essa tecnologia também é utilizada para localização em tempo real do carcinoma. Como na Figura 3.2 durante a respiração do paciente, existe a movimentação da mesa e é adquirida a imagem de 10 fases do ciclo respiratório sendo essa senóide a reconstrução desse deslocamento no tempo. Com isso tem-se variações de aproximadamente 1 ou 2 cm de amplitude [2].

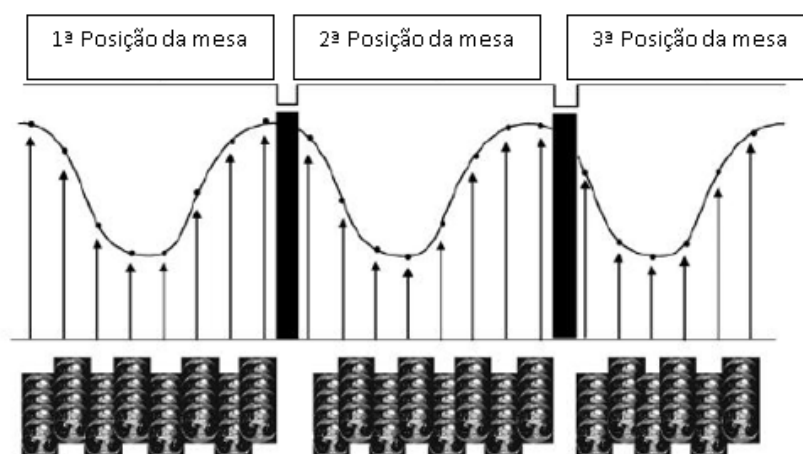


Figura 3.2. Ilustração de digitalização e reconstrução de imagem. Adaptado de: [2]

Sem a técnica do 4DCT, durante o imageamento a movimentação do volume alvo pode trazer distorções chamadas de artefatos de imagem, ocasionando nas dificuldades em mensurar o tamanho real do carcinoma e sua margem nos tecidos vizinhos. Este fato pode aumentar a toxicidade do tratamento e consequentemente prejudicar células normais que, em ocasiões não anômalas, ajudariam na regeneração da área irradiada. O fato de não ser um local estático prejudica não somente o momento de obtenção de imagens, mas também o instante de disparo do feixe enquanto ocorre o tratamento. Para contornar essa questão são usados sistemas de gerenciamento da respiração, sendo alguns destes: Controle Respiratório Ativo (*Active Breathing Control - ABC*), onde através da ventilação mecânica realizada por um equipamento de suporte pulmonar (ventilador) é cessada a respiração por 10 a 15 segundos durante uma fase predeterminada no ciclo

respiratório dentre a expiração e a inspiração [8].

Enquanto isso na Retenção Voluntária da Respiração (*Voluntary Breath Hold - VBH*), trata-se de uma técnica onde o próprio paciente inibe a respiração durante o ciclo respiratório. A Respiração Profunda Inspirada (*Deep-Inspiration Breath Hold - DIBH*) é uma técnica da qual o paciente deve manter o mesmo padrão respiratório por certo tempo, durante a realização deste processo faz-se uso de um bocal conectado a um espirômetro que monitora os níveis de inflação pulmonar [8].

Esses procedimentos buscam controlar ou contabilizar a respiração, mas de forma a não deixar o paciente à vontade e depender da administração respiratória dos mesmos. É válido ressaltar que se faz necessária a adesão da pessoa submetida ao procedimento. Na VBH e DIBH é preciso que ela não tenha algum comprometimento ou enfermidade que o impossibilite de uma boa administração respiratória, por não se tratar de algo natural caracteriza-se pela falta de conforto durante o tratamento quando utilizados dos métodos de interrupção. Uma técnica complacente a quem está sendo submetido à terapia é o tratamento com base na seleção da fase do ciclo respiratório (*Respiratory-Gated*) [8].

Esta técnica pode ser realizada enquanto o paciente respira naturalmente ou de forma controlada seguindo algum protocolo [13]. O intuito é utilizar-se de uma janela do ciclo respiratório, denominada “*gate*” em que se seleciona a fase ou a amplitude em que é desejado emitir o feixe de radiação, sendo essa liberação sempre no momento de maior constância. A vantagem do uso dessa técnica é a não necessidade da interrupção da respiração do paciente, tem sua efetividade comprovada em trabalhos como [8, 14]. Porém como desvantagem, por aproveitar-se de momentos do ciclo respiratório, pode alongar as sessões de tratamento ou de imagem por apresentar menor tempo para entrega da dose [15].

O tratamento com base na seleção da fase do ciclo respiratório vale-se do uso de alguns recursos de condução dedicados a esse acompanhamento ou de um sistema de monitoramento que é auxiliar ao Acelerador Linear de Partículas (LINAC), que além de adquirir melhores imagens através dessa técnica, utiliza dessa informação para sincronizar o momento de disparo do seu feixe de radiação ao ciclo respiratório do paciente. Um aparelho comercial que possui esse aparato é o LINAC, da fabricante Varian Medican Systems, que por sua vez possui o auxílio do Real-Time Position Management™ System (RPM System), um sistema de monitoramento para gestão de movimento respiratório comercial. Esse sistema é amplamente utilizado em publicações científicas que se utilizam do monitoramento da respiração. Nele observa-se em um monitor a dinâmica da respiração do paciente e é selecionada a fase ou a amplitude em que se deseja o disparo do feixe, tanto pra tratamento radioterápico como para aquisição de imagens tomográficas

[3].

Para aquisição desse sinal é utilizada uma caixa leve com seis marcadores reflexivos, que é colocada no abdômen do paciente logo abaixo do diafragma, e uma câmera com rastreamento infravermelho detecta o movimento respiratório exibindo no monitor do operador a onda senoidal equivalente em tempo real [3].

O sinal do movimento respiratório adquirido pode ser representado por duas variáveis: amplitude e fase. O janelamento do sinal é baseado em um desses parâmetros, sendo que quando em amplitude atenta-se a posição do sinal no momento de inspiração ou expiração. Quando em fase, verifica-se sua periodicidade sendo que um ciclo respiratório corresponde a um intervalo de 0 a 2 [11].

Em posse desse sinal senoidal é feita uma análise desses parâmetros e a seleção é realizada manualmente, através dos padrões conhecidos através do sistema. Pode-se relacionar que 0% ou 100% da onda equivale ao pico inicial e o pico final de um período em uma senoide (0 e 100% é a máxima inspiração de ar e 50% é a máxima expiração), sendo considerado um bom momento de seleção de fase da onda [16].

3.3 Acelerador Linear

Os aceleradores lineares são equipamentos que possibilitam diversos tratamentos na radioterapia. Eles são mais seguros por serem eletrônicos e não necessitarem da fonte de radiação ionizante advinda de um material radioativo. Para emitir seus diversos feixes de radiação, usam ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas a altas energias através de um tubo linear [9]. Seus principais componentes são agrupados em cinco classes: sistema de injeção, de radiofrequência, auxiliar, de transporte do feixe e de colimação e monitoração do feixe [9].

Nesse estudo tem-se acesso ao aparelho de radioterapia *True Beam*, da marca Varian Medical Systems (Figura 3.3). Esse aparelho possui colimadores multifolhas construídos com material que impede que frações dos raios o atravessem. Eles possuem a função de modelar o formato próximo ao órgão ou tumor tratado e por meio de uma variação da abertura dessa lâminas variam o campo, evitando haver superdose somente em um local da região tratada. Observa-se também que integra um sistema que auxilia para que o paciente seja continuamente posicionado da mesma forma até o fim do tratamento, para sempre existir a terapia na mesma região. Esse sistema possui lasers de orientação e suportes na mesa de tratamento (*couch*), que evitam a movimentação do paciente tendo um rígido controle do posicionamento dessa mesa. O aparelho é equipado de

um acelerador linear e braços robóticos, sendo que eles são capazes de fazer radiografia com a emissão de raio-x de baixa dosagem ou uma tomografia computadorizada com feixes cônicos (*Cone Beam Computed Tomography - CBCT*) para orientar se o paciente está realmente com os órgãos internos posicionados como no planejamento e também da forma que havia sido exposto a priori pela radioterapia em seções anteriores. Além disso, possui um sistema de sensores que avisam qualquer variação não esperada, por exemplo, o aparelho colidir com o paciente ou a movimentação deste. Tudo com a finalidade da reprodutibilidade do tratamento, eficiência e assertividade [3].



Figura 3.3. Sistema de Radioterapia *True Beam TM* da marca Varian System.
Fonte: [3].

3.4 Controle de Qualidade

O Controle de Qualidade (CQ) adotado pela instituição responsável por tratamentos radioterápicos objetiva que os equipamentos tenham alto grau de confiabilidade, realizando testes e práticas que mostrem os valores de parâmetros ideais para o seu correto desempenho. São práticas indicadas, sem poder legal, mas que são necessárias principalmente quando se utiliza dispositivos capazes de liberar energia da ordem de Megavolts como os aceleradores lineares e que realizam tratamentos de alta precisão. Adotando-se um controle de qualidade, é possível observar eventuais alterações ou defeitos antes que chegue a prejudicar algum paciente [17].

Os aceleradores lineares tem sua radiação produzida eletronicamente, sendo indicados periódicos testes para CQ em relação aos tratamentos utilizados com o equipamento como Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) ou tratamentos estereotáxicos. Indica-se também uma regular manutenção preventiva, ou seja, a observação de alterações que prejudiquem o bom funcionamento do *hardware* e o *software* do equipamento. Estudos

brasileiros como em [17], são realizados e adaptados de normas americanas como o TG-76, realizado pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), que traz recomendações para a técnica de seleção da fase de ciclo respiratório. Ela indica que haja sincronização entre o feixe de radiação e o movimento de respiração do paciente, caracterização do feixe ao utilizar esse protocolo de respiração, ou seja, se a dose selecionada e informada pelo equipamento está realmente sendo emitida, e o uso de fantasmas dinâmicos que tenham material físico-equivalentes e que simulem a respiração humana para avaliar se está localizando corretamente o volume alvo. O TG-76 indica que os fantasmas de tórax dinâmico atendam aos seguintes requisitos [11]:

- Deve emitir movimentos cíclicos ou similares a respiração humana;
- O sistema de aquisição do sinal respiratório, por exemplo o *RPM System*, deve ser capaz de registrar o sinal do fantoma da mesma forma que de um paciente;
- O equipamento deve permitir que dispositivos para análise dosimétrica como filmes (câmaras de ionização) ou diodos, sejam conectados durante o movimento;
- Deve ter um percentual de erro pequeno, ou seja, deve ser confiável;
- Ter um custo acessível.

3.5 Trabalhos Anteriores com Fantasmas Dinâmicos de Tórax

Dispositivos que mimetizam a respiração devem emitir deslocamentos senoidais na direção horizontal (crânio-caudal) ou vertical (anterior-posterior). Trabalhos como o [18], o deslocamento do tumor é caracterizado tendo 1 cm em um período similar a 5 segundos de respiração. Isso é visto como uma média do deslocamento em relação à movimentação do fígado e do diafragma, baseando-se em estudos da movimentação do tumor por imagens fluoroscópicas.

Em [18], foi realizado uma análise sobre os efeitos do movimento de órgãos em tratamentos com Radioterapia Modulada por Intensidade, em que foi construído um fantoma de tórax, com movimentos senoidais relacionados a direção crânio-caudal da dinâmica do tumor localizado no pulmão durante a respiração. Nisso o equipamento moveu-se em amplitude de 2 cm e por um período de 3,5 a 4 segundos, que é aproximadamente o tempo do ciclo respiratório do paciente, visto em estudos como [19], [20], [21].

Em [18] foi investigando a distorção causada pelo movimento do tumor no pulmão e seus efeitos nos planejamentos. Pra isso se utilizou de um fantoma que se deslocava

numa amplitude de ± 1 cm em que a típica respiração humana simulada foi de 15, 20 e 30 ciclos / min.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Fantoma de Respiração à Base de Materiais Físico-Equivalentes

Para complementação do dispositivo é necessário que um fantoma de tórax com materiais físico-equivalentes, ou seja próximos as densidades dessa região do corpo humano, seja usado para testes de validação para verificar se a dose entregue ao paciente é a planejada e programada nos sistemas de comandos dos Aceleradores Lineares.

Para isso o projeto é realizado em parceria com a física Médica Isabela Gondim Nunes Martins de Araujo, que atualmente participa do programa de pós-graduação em Engenharia Biomédica na Faculdade UnB Gama e realiza o trabalho de pesquisa "Validação de Técnica de Radioterapia com Arco Volumétrico Modulado com *Gating*". Ela realizou a tomografia computadorizada de alguns materiais e a resina epóxi cristal apresentou a CT mais próximo a água e o isopor mais próximo ao ar Figura 4.1. Essas densidades são usadas, pois considera-se o corpo humano 80% água.



Figura 4.1. Fantoma de tórax feito pela Física Médica Isabel Gondim com resina epóxi cristal e isopor. Dimensões da resina epóxi em centímetros: 20x14x11.

4.2 Desenvolvimento de um Sistema de Controle de um Motor para Movimentação do Fantoma de Respiração

4.2.0.1 Especificações do Sistema Desenvolvido

A plataforma de movimentação é parte da elaboração de todo o sistema do fantoma de tórax dinâmico. É necessário além da estrutura que realiza a dinâmica da respiração, ter a estrutura citada na seção 4.1 para realizar todos os requisitos do teste de qualidade. O escopo desse trabalho só abrange a movimentação e *software* que replica esse sinal em deslocamento.

Esse fantoma tem o objetivo de realização de testes de qualidade no Acelerador Linear *True Beam*, da marca Varian *Medical Systems*.

Como exemplo de fantoma de tórax dinâmico completo, nos foi apresentado o *Dyna-*

mic Thorax Phantom da marca CIRS modelo 008A ilustrado na Figura

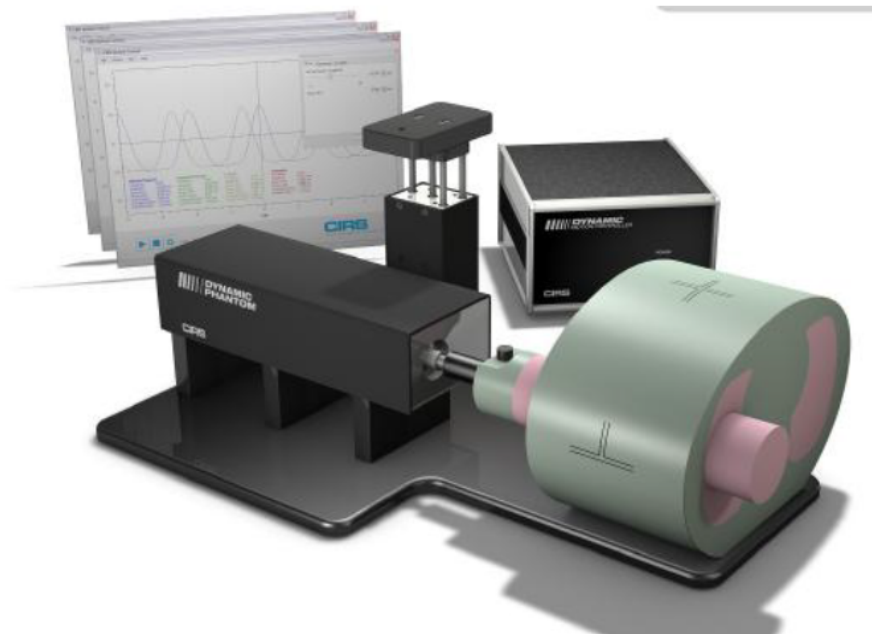


Figura 4.2. Fantoma de Tórax Dinâmico comercial Modelo 008A da Marca CIRS
Fonte: [4].

Foi estabelecido pela equipe os seguintes requisitos para essa plataforma e para seu *software*:

- Que possua uma variação da amplitude Inferior-Superior (Crânio-Caudal) de ± 1 cm, $\pm 1,5$ cm e ± 2 cm e com variação de período de 3, 4 e 5 segundos;
- Que possa reproduzir sinais senoidais predefinidos;
- Que possa reproduzir padrões respiratórios reais do paciente;
- Mostrar em tempo real o sinal que está sendo executado pelo fantoma;
- Ter uma interface gráfica;
- Ter uma conexão entre o fantoma e o software de forma a ser possível ter acesso fora da sala onde o acelerador linear se localiza;

Busca-se a reprodutibilidade dos testes, logo o fantoma necessita ter um pequeno erro para utilizar-se de parâmetros de movimentação de referência predefinidos sempre que houver a execução dos mesmos testes. Ou seja, deve-se garantir que sempre será realizado o mesmo movimento ao selecionar o mesmo sinal.

4.2.1 Hardware de Controle do Motor

Esta seção apresenta as etapas de elaboração do protótipo para reproduzir os comandos enviados de sinais respiratórios.

4.2.1.1 Desenvolvimento do Sistema de Motores E Drivers para Controle Do Movimento da Plataforma

4.2.1.2 Motor de passo e driver de controle

Para realização da movimentação da plataforma foi escolhido o motor de passo, pois possui maior precisão e controle do movimento. Ele é um componente que converte pulsos elétricos em movimento mecânico de rotação. Cada “passo” desse motor é caracterizado por um ângulo específico, no caso $1,8^\circ$, sendo seu erro menor do que 5% e não cumulativo. Esse ângulo ainda pode ser menor caso utilize um *driver* que possibilite essa redução. O *textitdriver* é um amplificador de potência que fornece a tensão necessária para ativação das bobinas, pois cada motor precisa de uma configuração de tensão e corrente. Ele também envia a sequência em que as bobinas devem ser excitadas [22].

Os motores de passo também possuem uma boa resposta ao início da movimentação (partida), parada e inversão do movimento, enquanto o torque especificado ao motor for respeitado, ele possui essa boa resposta tendo um controle de malha aberta. Ele pode ser unipolar ou bipolar, selecionou-se o segundo para a aplicação por possuir melhor relação tamanho torque do que o primeiro.

Para a construção da plataforma, foi estudada a melhor forma de construção do sistema, para que o controle seja dedicado ao objetivo de se reproduzir o movimento do ciclo respiratório. O motor possui torque de 3,2 Kgf.cm, que é suficiente para movimentar a carga imposta pela plataforma com o fantoma e os demais componentes. Esse torque é a máxima carga aplicada sem que interfira na movimentação do motor.

O *driver* escolhido foi o módulo para motor de passo EasyDriver V4.4 Figura 4.3. Ele é compatível com a tensão de saída do Arduino Uno de 0 a 5V e é compatível com o motor escolhido por possuir 4 vias [23]. Para se utilizar desse componente é necessário apenas enviar dados de passos e direção, a programação irá informar o quão rápido o motor deve girar.

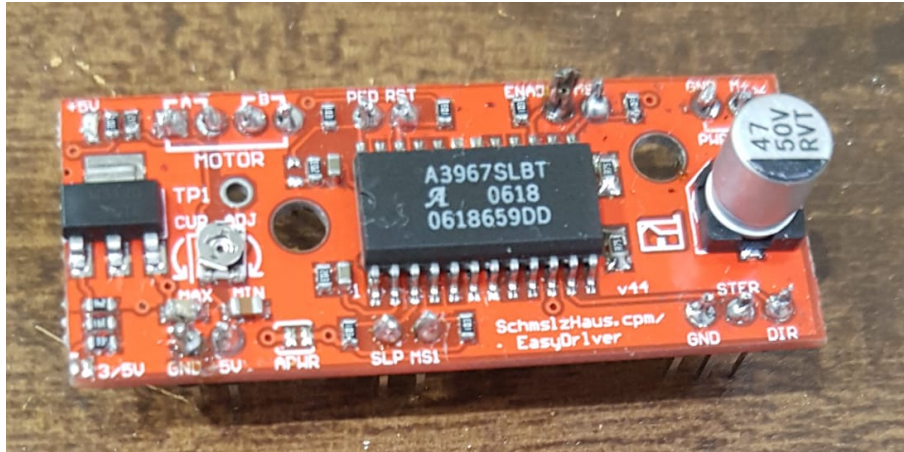


Figura 4.3. Módulo de controle do motor (*driver*) EasyDriver V4.4.

4.2.1.3 Placa de Desenvolvimento Arduino Uno

A placa de desenvolvimento selecionada até é o Arduino Uno. Justifica-se sua escolha por ele ser uma plataforma de prototipagem, com diversas bibliotecas, exemplos de códigos e módulos (*Shields*) como sensores de fácil acesso. Tem uma linguagem de programação simple e é *software* livre. Ele atende os requisitos do projeto por ter portas com inversor analógico-digital com 10 bits de resolução, 14 portas com saídas e entradas digitais e 6 analógicas suficientes com até 5V [24]. Seu processador é o ATMEGA328

Figura: 4.4.

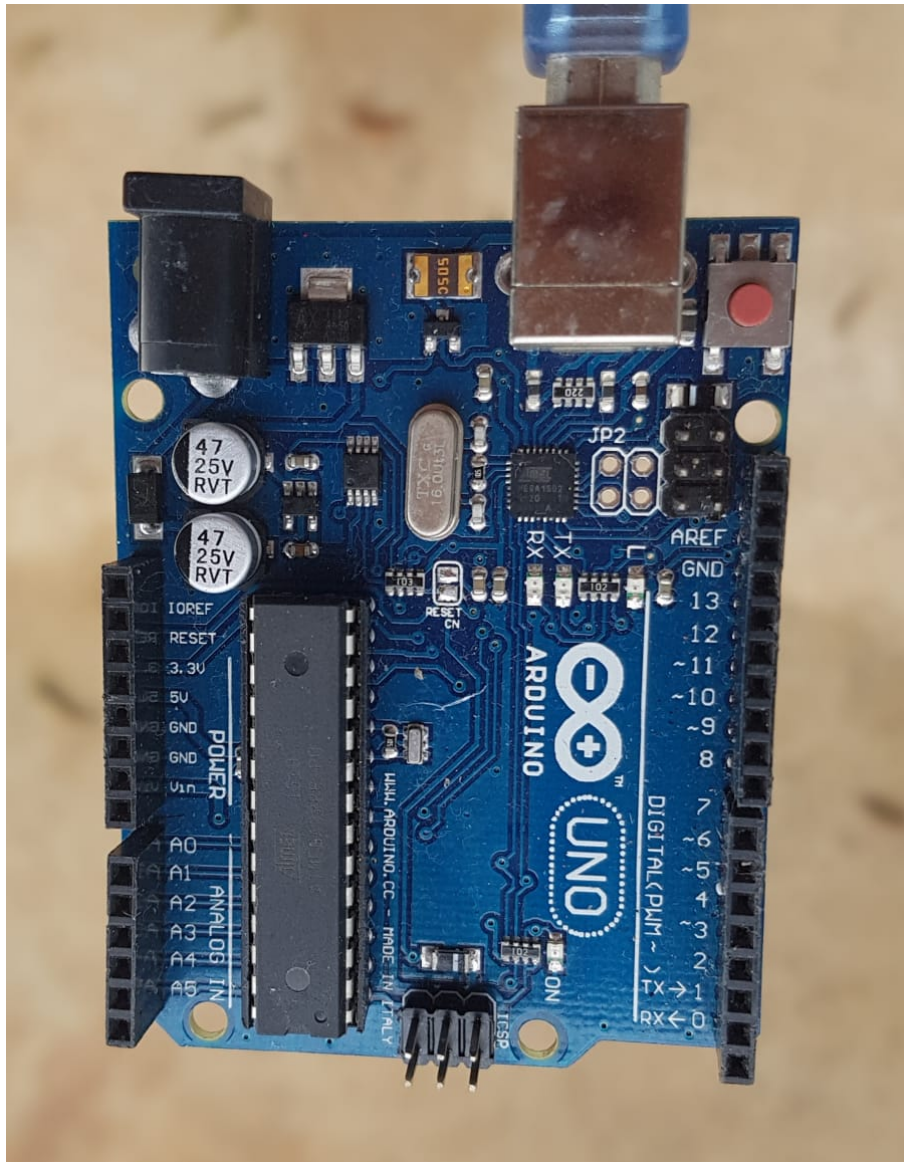


Figura 4.4. Placa de desenvolvimento Arduino Uno.

4.2.1.4 Apresentação de um Protótipo Inicial

O protótipo foi desenvolvido com objetivo de realizar o movimento crânio-caudal ou anterior-posterior. Ele foi construído por impressão 3D com o material ácido polilático em parceria com a empresa Full 3D ???. A cremalheira possui 26 cm, o que é suficiente para q seja realizado um movimento de 2 a 3 cm típico da respiração.

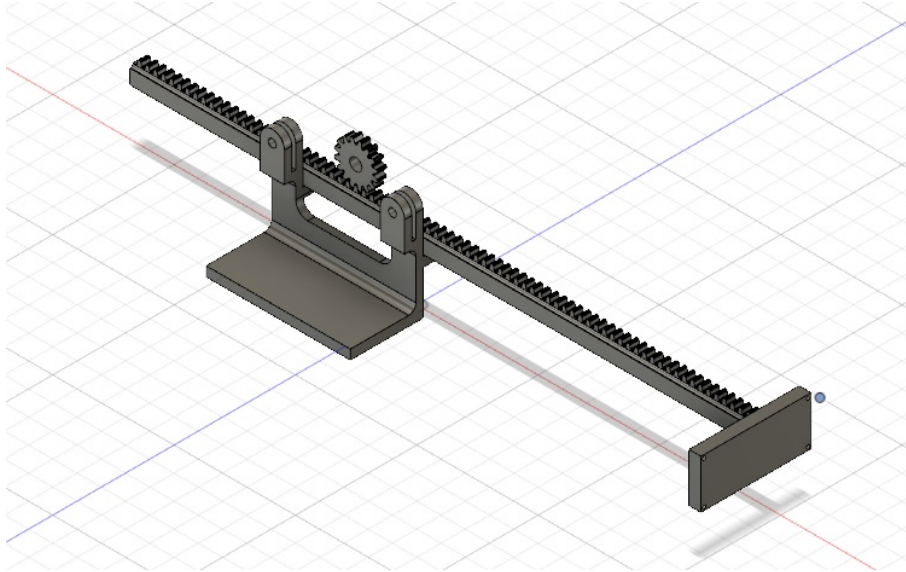


Figura 4.5. Protótipo projetado.

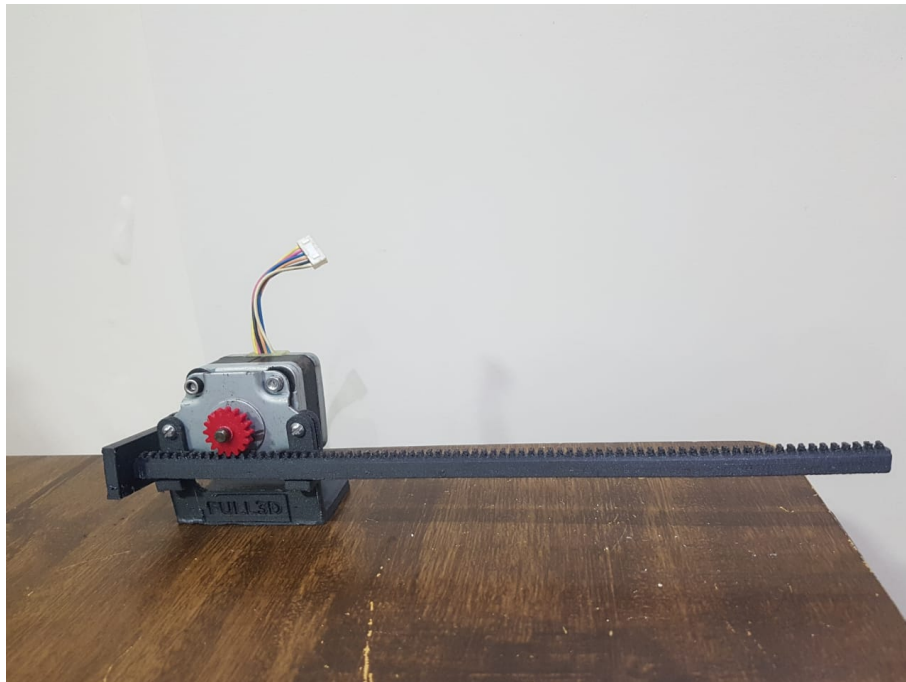


Figura 4.6. Protótipo construído.

4.2.2 Software de Controle do Motor

Todos os comandos foram implementados em Python, juntamente com a comunicação entre o computador e a placa de desenvolvimento. Isso porque o Python é uma linguagem de propósito geral [6], possui um *software* livre e com uma diversidade de ferramentas que favorecem a elaboração da solução idealizada nesse projeto. Não somente a comunicação serial do computador com a placa de desenvolvimento e o envio de informações de controle

da movimentação do motor como a interface gráfica final são os propósitos de uso dessa linguagem. Toda a solução foi elaborada em *software* livre e voltada para o Sistema Operacional (SO) Windows, para que não seja necessária a compra de licença de uso pelo hospital de programas comerciais e que seja executada no SO disponível a equipe.

4.2.2.1 Extração de Sinais de Respiração a partir dos arquivos DICOM

O uso de arquivos em padrão DICOM (*Digital Imaging na Communication in Medicine*) é bastante difundido na área médica, principalmente na radiologia. Inicialmente utilizado para comunicação de dados de imagem entre diferentes sistemas atualmente apresenta diversas propostas e objetivos. Esse padrão é uma normatização realizada entre as companhias de equipamentos médicos e seus principais usuários. Tem a proposta de permitir a comunicação de dados de diagnósticos e tratamentos terapêuticos, representações concebidas por diversas tecnologias de aquisição de imagens médicas e dados de qualquer tipo. Ou seja, possui, por exemplo, dados de imagens, sinais temporais como ECG, respiração, pressão sanguínea, informações textuais sobre o paciente, protocolos e etc [13].

Visto isso, os arquivos com padrões respiratórios reais dos pacientes adquiridos através do sistema de monitoramento RPM System estão em formato DICOM. O arquivo apresenta diversas informações além da matriz com o sinal de respiração e seu próprio formato de aquisição. Foi necessário investigar e compreender como se dá apresentação desse sinal, sendo elaborado um algoritmo que acessa, realiza tratamento e por fim exibe o sinal objetivado.

Para extração do sinal respiratório do arquivo DICOM disponibilizado, foi construído o algoritmo da seguinte forma. Existe uma variável no arquivo que contém o número de sinais temporais armazenados (C), a taxa de amostragem de cada sinal e o número total de amostras (n), conforme a equação 4.1.

$$n = Nx C \quad (4.1)$$

Sendo:

N = número de amostras em cada canal;

C = número de canais.

Essas informações estão contidas no arquivo na forma de um único vetor, ou seja,

uma única lista de amostras. Portanto, para serem tratadas independentemente precisam ser separados nos diferentes sinais.

Com isso foi elaborado um algoritmo que reagrupa as amostras pela divisão n com os valores em uma matriz $C \times N$. Nessa matriz cada coluna passa a representar um único sinal, incluindo sinais de respiração. Realizada a separação dessa única matriz de informação em seus respectivos sinais de informação, foi observado que o agrupamento dos bits precisavam ser também reorganizados. Os bits menos significativos se apresentam antes dos mais significativos. Logo foi feita a troca das posições desses agrupamentos de bit.

4.2.2.2 Implementação de um Algoritmo para Controle da Velocidade do Motor de Acordo com o Sinal de Respiração

Após extrair o sinal respiratório real ou selecionada uma senoide perfeita, o programa precisa transformar essa informação em dados a serem enviados para a placa desenvolvimento. Para isso, primeiramente o sinal é reconstruído por uma interpolação pela função sinc normalizada. Após a reconstrução, são delimitados intervalos de sequências de passos e quanto tempo o sinal precisa pra realizar esse intervalo. Quando o intervalo apresenta um grande número de passo, o mesmo é separado em segmentos para melhor envio dessa informação ao Arduino Uno.

4.2.2.3 Algoritmo para envio de comando para a placa de desenvolvimento Arduino Uno

O algoritmo realizado para o Arduino Uno se comunica com o programa construído em Python estabelecendo mesma velocidade de envio de mensagem e mesmos tipos de dados. Ele se apresenta da seguinte forma:

Passo 1 . Definir pinos de direção e passos que enviaram os pulso ao *driver*.

Passo 2 . Se a porta serial estiver aberta:

- Se a mensagem for igual ao caracter "=", sinaliza que encerrou o comando.
- Se não, preenche o vetor mensagem.

Passo 3 . Os caracteres são separados em quantos informam direção e quantos informam duração.

- passos = recebe os comandos de quantidade de passos que o motor deve andar e converte de char para int.
- duração = recebe a duração em segundos dessa quantidade de passos e converte de char para int.

Passo 4 . Verifica se o primeiro caracter da mensagem é '-', caso sim o sinal é negativo.

Passo 5 . Nesse momento é realizada uma função que indica se a direção do motor é para a direita ou para esquerda.

Passo 6 . Realizada essas definições, faz-se a divisão da duração e da quantidade de passos nesse intervalo para adquirir com que velocidade o motor deverá girar.

Passo 7 . Feito isso, é enviado um pulso alto e baixo no intervalado pela informação do Passo 6 para o pino passos.

4.2.2.4 Interface Gráfica e Comunicação dos Dados de Respiração para o Programa de Controle do Motor

Realizado o algoritmo de obtenção, manipulação do sinal e envio de dados para o motor é feita uma janela gráfica para controle do operador. Essa interface foi realizada de forma a ter fácil compreensão visual ser intuitiva ao usuário, sendo baseada no trabalho [13] Figura 4.7.

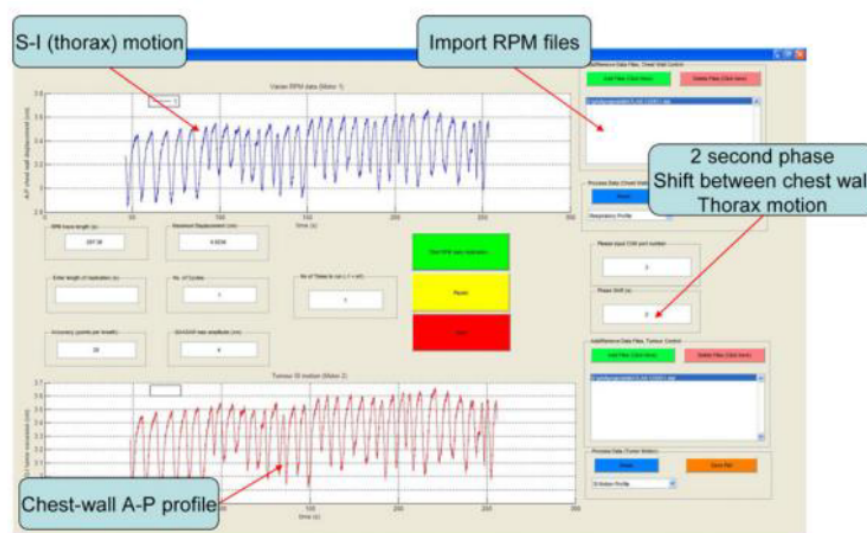


Figura 4.7. Interface criada no trabalho [5] que replica os dados do paciente através do fantoma utilizado. Fonte: [5]

Na interface criada nesse projeto é possível tanto o uso de arquivo DICOM com os

sinais reais quanto o envio de sinais predefinidos. É necessário realizar a importação do sinal, ler a matriz com o padrão respiratório e a partir dela enviar as informações temporais e de deslocamento para o algoritmo que calcula o deslocamento do motor. Feito isso, é enviado ao sistema de movimentação para realização da dinâmica selecionada. Na tela da interface é importante a visualização do sinal que está sendo enviado a plataforma e possíveis alterações do mesmo. A janela gráfica projetada é apresentada na Figura 4.8.

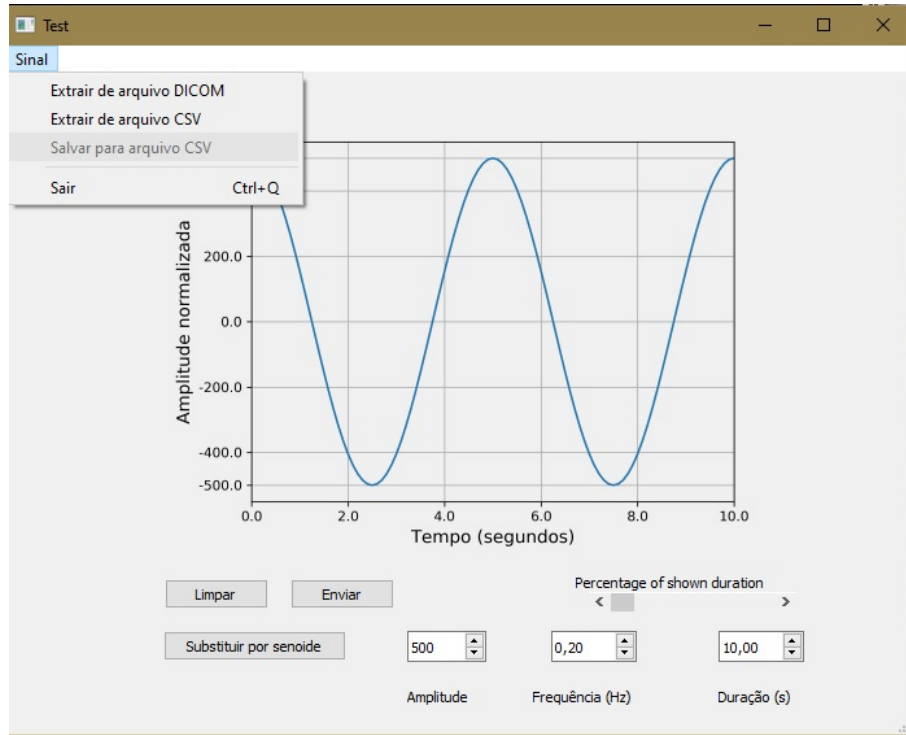


Figura 4.8. Janela gráfica projetada em Python para comunicação do operador com a plataforma.

4.3 Experimentos de Avaliação do Sistema

Para verificar se o sinal enviado está sendo reproduzido pela plataforma, foram realizados testes em que se utilizou uma segunda placa de desenvolvimento e um sensor de ultrassom HC-SR04 para adquirir dados de deslocamento. O sensor ultrassônico dispara um pulso sonoro de alta frequência que atinge uma superfície e retorna para o sensor. Como base no tempo em que esse sinal demora a voltar é adquirido a distância que ele teve que percorrer [25]. Todo o conjunto foi colocado conforme Figura 4.9

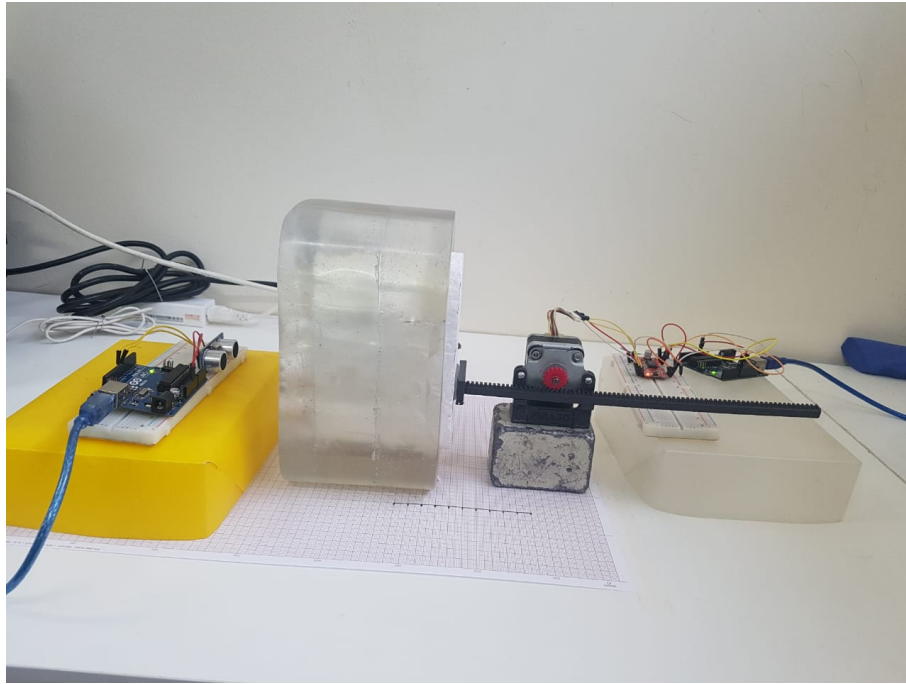


Figura 4.9. Sistema usado para adquirir dados de movimentação da plataforma.

Para adquirir esse sinal foram feitos dois algoritmos em Python. Para aquisição de dados uma comunicação com a porta serial era estabelecida. Logo após, enquanto o sensor enviava dados, esses dados eram alocados em um vetor sequencialmente. Foi estabelecido uma quantidade de informação de deslocamento máxima para esse vetor. Feito isso, um segundo algoritmo processava esse sinal de forma a tirar os caracteres indesejados da informação. Em posse desse vetor o sinal plotado em gráfico.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

No programa final realizado em Python, foram apresentadas ao usuário através de uma interface gráfica duas opções de envio de onda para o motor: uma senoide gerada com frequência e amplitude configuradas pelo operador ou um sinal real de onda respiratória importada de um arquivo DICOM. Na segunda opção esse arquivo é gravado durante um exame feito no acelerador linear, utilizando-se do sistema de monitoramento para gestão da respiração disponível no equipamento.

Utilizando-se do sistema apresentados na seção 4.3, foram obtidos os seguintes resultados com senoides geradas.

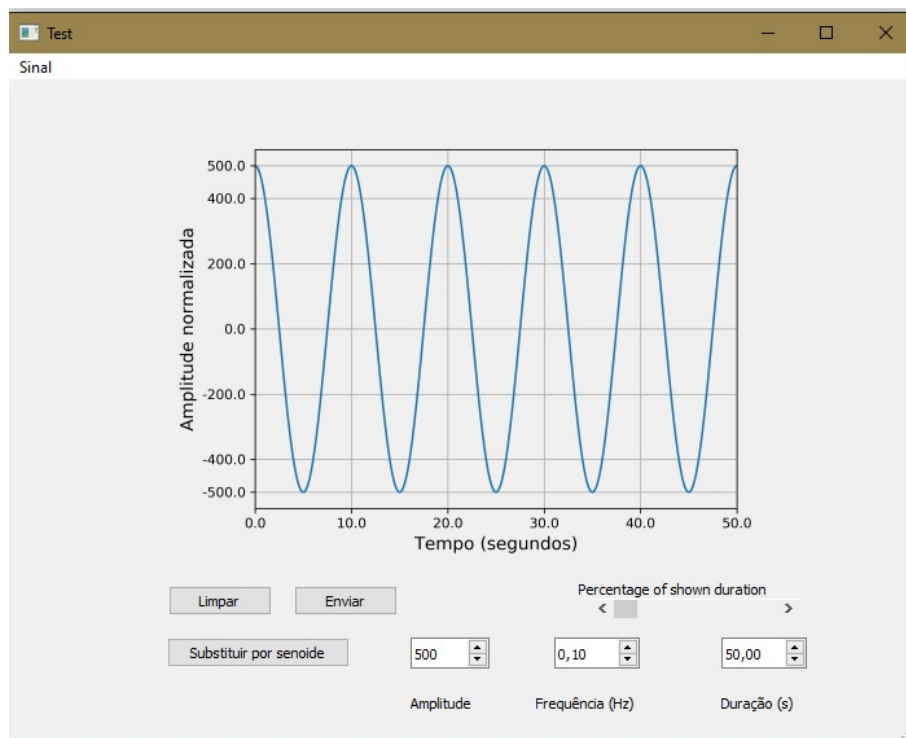


Figura 5.1. Sinal enviado

O sinal enviado foi uma senoide com amplitude de + 500 a - 500, frequência 0,1 e a duração de 50 segundos (Figura: 5.1).

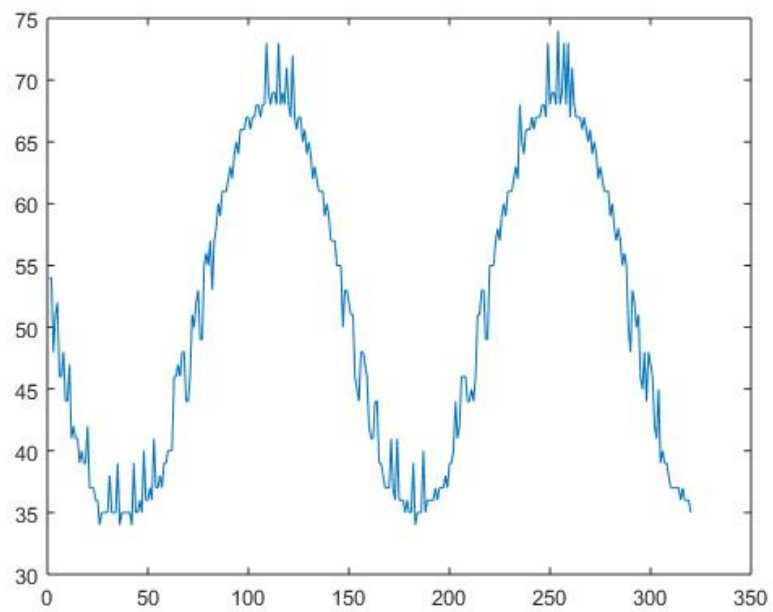


Figura 5.2. Resultado obtido na aquisição 1.

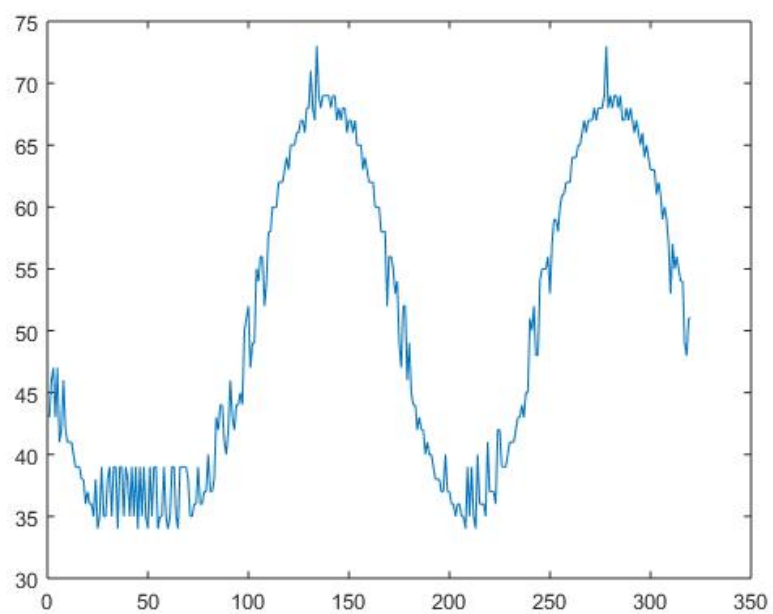


Figura 5.3. Resultado obtido na aquisição 2.

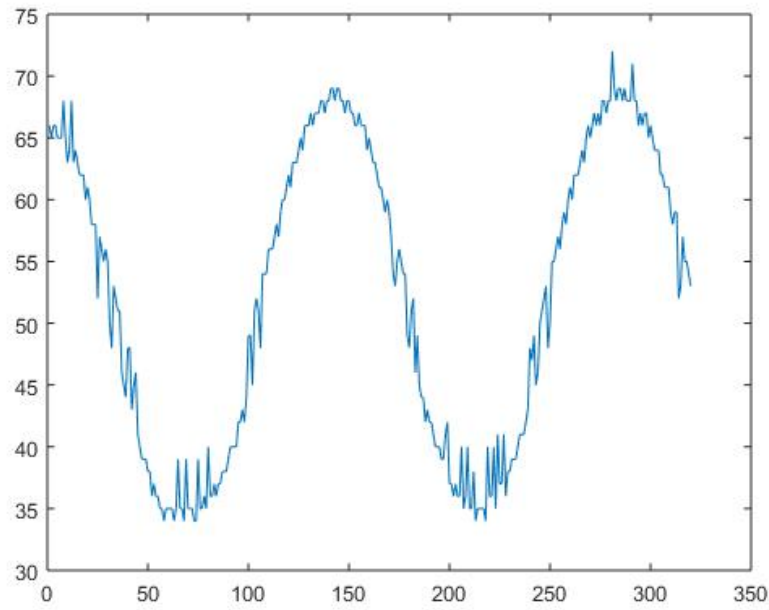


Figura 5.4. Resultado obtido na aquisição 3.

Os sinais obtidos pelo sistema de aquisição de dados com sensor ultrassônico apresentou variações devido a estrutura do protótipo. O sistema pinhão cremalheira precisa ser mais rígido e deslizar mais suavemente para melhora da dinâmica do sinal.

Com sensor a uma distância inicial de 3,5 cm, pode-se observar que o sinal obtido inicia sempre no valor 35, o que indica que o gráfico está em milímetros. Obteve um valor de amplitude máximo de 35 mm nos 3 testes realizados. As frequências das senoides dos resultados também apresentam o mesmo valor.

6 CONCLUSÃO

A partir dos dados sobre a letalidade do câncer de pulmão, seu aumento ao longo dos anos e por ser considerado um dos tipos com maior incidência de diagnóstico, há um esforço conjunto para os avanços das técnicas radioterápicas e dos equipamentos que as auxiliam. Devido as peculiaridades do tumor localizado em um órgão que se movimenta, é preciso adaptar as terapias e formas de obtenção de imagem a essa circunstância. O sistema radioterápico que inclui o acelerador linear como principal dispositivo é um equipamento avançado para esse tipo de tratamento, sendo totalmente eletrônico e com muitos recursos para o sucesso da terapia. Para avaliar se esse sistema está operando como o desejado, são necessários regulares testes de qualidade que fazem uso de simuladores muitas vezes não acessíveis.

Visando atingir o objetivo geral, esse projeto constituiu no desenvolvimento de uma plataforma de movimentação e seu software que envia os sinais e comandos selecionados pelo operador, como parte de um fantoma de tórax dinâmico para realização de testes de qualidade em radioterapia.

Foi apresentado através do protótipo construído que é possível enviar um sinal real e simulado através de um programa para a plataforma e ele ser reproduzido com precisão. Com a colaboração da Física Médica Isabela Gondim Nunes Martins de Araujo com o material físico-equivalente ao tórax humano a construção do Fatoma Dinâmico de Tórax juntamente com a plataforma apresentada nesse trabalho, torna possível alcançar o objetivo de um dispositivo completo para realização do Teste de Qualidade em Aceleradores Lineares.

Em trabalhos futuros fantoma com materiais físico-equivalentes ao tórax humano poderá ser acoplado a plataforma. Nesse estudo foi investigado a forma mais precisa de replicação do movimento enviado pelo sinal respiratório real do paciente ou sinal predefinido. Como sugestão para próximos trabalhos, além do pulmão há outros órgãos com movimentação natural que podem ser simulados para teste de qualidade.

É possível também projetar os sensores para aquisição do sinal respiratório do paci-

ente, já que o sistema é ofertado a parte na aquisição de um Acelerador Linear por um hospital.

....

Referências Bibliográficas

- [1] Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Cancer de pulmão. Acessado em: 6 de Março de 2018.
- [2] Purdy JA. Current icru definitions of volumes: limitations and future directions. *Semin Radiat Oncol*, 14(1):27—40, 2004.
- [3] M. L. et. al. Taylor. A programmable motion phantom for quality assurance of motion management in radiotherapy. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 35(1):93–100, Março 2012.
- [4] CIRS COMPUTERIZED IMAGING REFERENCE SYSTEMS INC). Dynamic thorax phantom. model 008a. Manual.
- [5] Kitamura K Shimizu S van Herk M Lebesque J V Seppenwoolde Y, Shirato H e Miyasaka K. Precise and real-time measurement of 3d tumormotion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 53:822–34, 2002.
- [6] D. M. et. al. Parkin. Global cancer statistics. *CA: A Journal Cancer of Clinicians*, 55(2):74–108, Mar-Abr 2005.
- [7] Ferreira PPR de Moraes FY Neves WFP Gadia R Carvalho H de A Abreu, C.E.C.V. Stereotactic body radiotherapy in lung cancer: an update. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, 41(4):376–387, Julho 2015.
- [8] C. Vallow L Morin, R. L. Serago. Respiratory gating for radiotherapy. *Journal of the American College of Radiology*, 3(5):372–374, Maio 2006.
- [9] A Gaya, A. Mahadevan. Stereotatic body radiotherapy: A practical guide. 2015. ed. Springer-Verlag London.
- [10] A. F. F. Alves. Construção de fantasmas homogêneos pediátricos de crânio e tórax para otimização de imagens em radiografia computadorizada. 2014. São Paulo.

- [11] American Association of Physicists in Medicine. The management of respiratory motion in radiation oncology. *Report of AAPM Task Group 76*, Julho 2006.
- [12] Hinkelbein W. Meyer, L. J. Imrt, igrt, sbtr : advances in the treatment planning and delivery of radiotherapy. 40:42–48, 2007. ed. Karger.
- [13] Eichelberg M. Martin Mildenerger, P. Introduction to the dicom standard. 12:920, 2002.
- [14] V. R. Vedam S. S. Mohan R. Keall, P. J. Kini. Potential radiotherapy improvements with respiratory gating. *Australasian Physical Engineering Sciences in Medicine*, 25(1), 2002.
- [15] S. S. Vedam R. Mohan. P. J. Keall, V. R. Kini. Potential radiotherapy improvements with respiratory gating. *Australasian Physical Engineering Sciences in Medicine*, 25(1), 2002.
- [16] Varian. Introdução ao python. Acessado em: 5 de janeiro de 2018.
- [17] L Furnari. Controle de qualidade em radioterapia. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1):77–90, 2009.
- [18] Langen K.M. e D.T Jones. Organ motion and its management. 50(1):265–78, 2001.
- [19] Ozhasoglu C e Murphy M J. Issues in respiratory motion compensation during external-beam radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys*, 52:1389—99, 2002.
- [20] Seppenwoolde Y Neicu T, Shirato H e Jiang S B. Synchronized moving aperture radiation therapy (smart): average tumour trajectory for lung patients. *Phys. Med. Biol*, 48(9):587—98, 2003.
- [21] Portal DEVMEDIA. Introdução ao python, September 1984. Acessado em: 22 de Maio de 2018.
- [22] arker Hannifin Ind. Com. Ltda. Tecnologia eletromecânica. *Apostila 1600.231.01 BR*, pages 5–8, Outubro 2003. Apostila.
- [23] Schmalz Haus LLC. Easy driver stepper motor driver. Acessado em: 02 de Dezembro de 2019.
- [24] Arduino. Arduino uno. Acessado em: 12 de Junho de 2018.
- [25] Elec Freaks. Datasheet: Ultrasonic ranging module hc - sr04.